



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108938086 A

(43)申请公布日 2018.12.07

(21)申请号 201810590186.9

G06T 7/80(2017.01)

(22)申请日 2018.06.08

(71)申请人 艾瑞迈迪医疗科技(北京)有限公司

地址 100086 北京市海淀区青云里满庭芳
园小区9号楼青云当代大厦13层1306
室

(72)发明人 杨峰 武潺

(74)专利代理机构 深圳英聚知识产权代理事务
所(普通合伙) 44471

代理人 刘菊美

(51)Int.Cl.

A61B 34/20(2016.01)

A61B 1/00(2006.01)

A61B 1/04(2006.01)

G06T 5/00(2006.01)

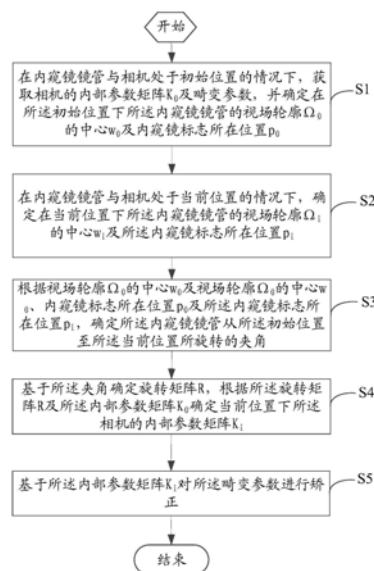
权利要求书4页 说明书14页 附图9页

(54)发明名称

内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备

(57)摘要

本发明提供内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备,该方法包括:获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ;确定在当前位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i ;根据中心 w_0 及中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及内窥镜标志所在位置 p_i ,确定内窥镜镜管从初始位置至当前位置所旋转的夹角;根据旋转矩阵 R 及内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下相机的内部参数矩阵 K_i ;基于内部参数矩阵 K_i 对畸变参数进行矫正。本发明提供的方法及设备,能够基于内窥镜的旋转角度及相机的内部参数矩阵对图像的畸变参数进行矫正,消除畸变参数对图像的影响。



1. 一种内窥镜畸变矫正方法,其特征在于,包括:

S1、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ;

S2、在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ;

S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角;

S4、基于所述夹角确定旋转矩阵 R ,根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ;

S5、基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

2. 如权利要求1所述的内窥镜畸变矫正方法,其特征在于,所述确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 的步骤包括:

S11、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,通过所述相机获取图像帧;

S12、在所述图像帧上获取初始化椭圆图像;

S13、将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像;

S14、将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像,将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧;

S15、通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合,得到椭圆轮廓;

S16、将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像,重新执行N次步骤S13至步骤S15,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ,并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ,所述N为正整数;

S17、将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像;

S18、将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像,将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点,将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

3. 如权利要求2所述的内窥镜畸变矫正方法,其特征在于,所述S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角,包括:

S31、将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线,与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心;

S32、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

4. 如权利要求2所述的内窥镜畸变矫正方法,其特征在于,所述S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角,包括:

S33、在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下,确定在中间过渡位置下所述内

窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h , 所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置;

S34、对视场轮廓 Ω_o 的中心 w_o 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线, 得到第一线段, 将视场轮廓 Ω_o 的中心 w_o 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线, 得到第二线段, 将所述第一线段的第一垂直平分线, 与所述第二线段的第二垂直平分线的交点作为旋转中心;

S35、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i , 确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

5. 如权利要求1至4任一项所述的内窥镜畸变矫正方法, 其特征在于, 所述S4、基于所述夹角确定旋转矩阵 R , 根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i , 包括:

S41、根据公式 (1) 计算旋转矩阵 R :

$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

其中, R 为旋转矩阵, α 为旋转角度, q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标;

S42、根据公式 (2) 计算内部参数矩阵 K_i : $K_i = RK_0$;

其中, R 为旋转矩阵, K_i 为内部参数矩阵 K_i , K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

6. 一种手术导航设备, 其特征在于, 包括:

处理模块, 用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下, 获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数, 并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_o 的中心 w_o 及内窥镜标志所在位置 p_0 ;

第一确定模块, 用于在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下, 确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ;

第二确定模块, 用于根据视场轮廓 Ω_o 的中心 w_o 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i , 确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角;

第三确定模块, 用于基于所述夹角确定旋转矩阵 R , 根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ;

矫正模块, 用于基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

7. 如权利要求6所述的手术导航设备, 其特征在于, 所述处理模块包括:

第一获取子模块, 用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下, 通过所述相机获取图像帧;

第二获取子模块, 用于在所述图像帧上获取初始化椭圆图像;

第一映射子模块, 用于将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像;

第一转换子模块, 用于将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像, 将所述第一图

像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧；

拟合子模块,用于通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合,得到椭圆轮廓；

重复子模块,用于将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像,控制所述第一映射子模块、转换子模块及所述拟合子模块依次重新执行N次动作,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ,并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ,所述N为正整数；

第二映射子模块,用于将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像；

第二转换子模块,用于将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像,将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点,将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

8.如权利要求7所述的手术导航设备,其特征在于,所述第二确定模块包括：

第一处理子模块,用于将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线,与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心；

第一确定子模块,用于根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

9.如权利要求7所述的手术导航设备,其特征在于,所述第二确定模块包括：

第二处理子模块,用于在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下,确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ,所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置；

第二确定子模块,用于对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线,得到第一线段,将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线,得到第二线段,将所述第一线段的第一垂直平分线,与所述第二线段的第二垂直平分线的交点作为旋转中心；

第三确定子模块,根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

10.如权利要求6至9任一项所述的手术导航设备,其特征在于,所述第三确定模块包括：

第一计算子模块,用于根据公式(1)计算旋转矩阵R：

$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

其中,R为旋转矩阵, α 为旋转角度, q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标；

第二计算子模块,用于根据公式(2)计算内部参数矩阵 K_i : $K_i = RK_0$;其中,R为旋转矩阵, K_i 为内部参数矩阵 K_i , K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

11. 一种电子设备, 其特征在于, 包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序, 所述计算机程序被所述处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的内窥镜畸变矫正方法的步骤。

12. 一种计算机可读存储介质, 其特征在于, 所述计算机可读存储介质上存储有计算机程序, 所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至5中任一项所述的内窥镜畸变矫正方法的步骤。

内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备

技术领域

[0001] 本发明涉及手术导航领域,尤其涉及一种内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备。

背景技术

[0002] 随着微创外科技术和精准医学技术的飞速发张,基于图像的外科手术导航设备逐渐成为外科手术的重要医疗系统。基于图像的外科手术导航设备主要利用各种医学图像信息,例如电子计算机断层扫描(Computed Tomography,CT)、核磁共振成像(Magnetic Resonance Imaging,MRI)、数字减影血管造影(Digital Subtraction Angiography,DSA)、正电子发射型计算机断层显像(Positron Emission Computed Tomography,PET)等技术,为手术器械进行导航,尽可能为外科医生提供手术部位附件的信息,将二维的医学图像与实际手术部位之间建立联系,从而实现减少外科手术创伤、缩短手术时间、及提高手术质量的目的。

[0003] 现有的微创外科技术可以通过医疗内窥镜进行微创手术,医疗硬管内窥镜通过微小创口或者自然孔道观察内部组织,对病患来说,具有手术切口小,手术过程痛苦程度相对而言比较低,术后恢复快,反应轻等特点,能够大大提高病人对手术的接受程度;对医务人员来说,具有视野大、操作方便、体积小等优点。医疗内窥镜还广泛应用于辅助手术和辅助治疗,增加了手术精确性和安全性。为了临床使用时观察体腔内组织或病变器官方便,医疗硬管内窥镜一般会有不同的视向角,常见角度为 0° 、 25° 、 30° 、 45° 、 70° 、 90° 和 110° 。医生在使用不同视向角的硬管内窥镜时,经常会转动内窥镜以观察不同方向的组织。

[0004] 由于内窥镜镜头较小,会引起图像径向畸变,妨碍手术导航过程。径向畸变使图像发生非线性几何畸变,像素点会从图像中心沿着径向移动,例如一条直线由于径向畸变会变成一条弯曲的线。剧烈的图像径向畸变会影响医生对器官形状尺寸和深度的判断,也会影响医生对成像场景是否平面的判断。可见,现有的内窥镜镜头存在内窥镜径向畸变的问题。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备,解决现有的内窥镜镜头存在内窥镜径向畸变的问题。

[0006] 为解决上述技术问题,本发明提供了一种内窥镜畸变矫正方法,包括:

[0007] S1、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ;

[0008] S2、在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ;

[0009] S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋

转的夹角；

[0010] S4、基于所述夹角确定旋转矩阵 R ，根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ；

[0011] S5、基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

[0012] 优选地，所述确定所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 的步骤包括：

[0013] S11、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下，通过所述相机获取图像帧；

[0014] S12、在所述图像帧上获取初始化椭圆图像；

[0015] S13、将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像；

[0016] S14、将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像，将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧；

[0017] S15、通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合，得到椭圆轮廓；

[0018] S16、将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像，重新执行 N 次步骤S13至步骤S15，得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ，并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ，所述 N 为正整数；

[0019] S17、将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像；

[0020] S18、将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像，将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点，将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0021] 优选地，所述S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角，包括：

[0022] S31、将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线，与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心；

[0023] S32、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0024] 优选地，所述S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角，包括：

[0025] S33、在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下，确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ，所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置；

[0026] S34、对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线，得到第一线段，将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线，得到第二线段，将所述第一线段的第一垂直平分线，与所述第二线段的第二垂直平分线的

交点作为旋转中心；

[0027] S35、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0028] 优选地，所述S4、基于所述夹角确定旋转矩阵 R ，根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ，包括：

[0029] S41、根据公式(1)计算旋转矩阵 R ：

$$[0030] \quad R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

[0031] 其中， R 为旋转矩阵， α 为旋转角度， q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标；

[0032] S42、根据公式(2)计算内部参数矩阵 K_i ： $K_i = RK_0$ ；

[0033] 其中， R 为旋转矩阵， K_i 为内部参数矩阵 K_i ， K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

[0034] 为解决上述技术问题，本发明还提供一种手术导航设备，包括：

[0035] 处理模块，用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下，获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数，并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ；

[0036] 第一确定模块，用于在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下，确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ；

[0037] 第二确定模块，用于根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角；

[0038] 第三确定模块，用于基于所述夹角确定旋转矩阵 R ，根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ；

[0039] 矫正模块，用于基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

[0040] 优选地，所述处理模块包括：

[0041] 第一获取子模块，用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下，通过所述相机获取图像帧；

[0042] 第二获取子模块，用于在所述图像帧上获取初始化椭圆图像；

[0043] 第一映射子模块，用于将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像；

[0044] 第一转换子模块，用于将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像，将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧；

[0045] 拟合子模块，用于通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合，得到椭圆轮廓；

[0046] 重复子模块，用于将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像，控制所述第一映射子模块、转换子模块及所述拟合子模块依次重新执行 N 次动作，得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ，并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ，所述 N 为正整数；

[0047] 第二映射子模块，用于将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜

管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像;

[0048] 第二转换子模块,用于将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像,将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点,将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0049] 优选地,所述第二确定模块包括:

[0050] 第一处理子模块,用于将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线,与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心;

[0051] 第一确定子模块,用于根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0052] 优选地,所述第二确定模块包括:

[0053] 第二处理子模块,用于在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下,确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ,所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置;

[0054] 第二确定子模块,用于对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线,得到第一线段,将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线,得到第二线段,将所述第一线段的第一垂直平分线,与所述第二线段的第二垂直平分线的交点作为旋转中心;

[0055] 第三确定子模块,根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0056] 优选地,所述第三确定模块包括:

[0057] 第一计算子模块,用于根据公式 (1) 计算旋转矩阵 R :

$$[0058] \quad R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha) q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha) q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

[0059] 其中, R 为旋转矩阵, α 为旋转角度, q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标;

[0060] 第二计算子模块,用于根据公式 (2) 计算内部参数矩阵 K_i : $K_i = RK_0$;

[0061] 其中, R 为旋转矩阵, K_i 为内部参数矩阵 K_i , K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

[0062] 第三方面,本发明提供了一种电子设备,包括处理器、存储器及存储在所述存储器上并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述计算机程序被所述处理器执行时实现上述的内窥镜畸变矫正方法的步骤。

[0063] 第四方面,本发明提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现上述的内窥镜畸变矫正方法的步骤。

[0064] 本发明提供的内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备,能够基于内窥镜的旋转角度及相机的内部参数矩阵对图像的畸变参数进行矫正,消除畸变参数对图像的影响,从而降

低畸变参数对手术导航过程的影响,提高手术导航的安全性。

附图说明

[0065] 图1为本发明提供的内窥镜畸变矫正方法一实施例的流程图;

[0066] 图2为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S1中确定所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 的流程图;

[0067] 图3为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S3的一实施例的流程图;

[0068] 图4为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S3的另一实施例的流程图;

[0069] 图5为本发明提供的内窥镜的一实施例的结构示意图;

[0070] 图6为本发明提供的内窥镜轮廓一实施例的示意图;

[0071] 图7为本发明提供的内窥镜轮廓另一实施例的示意图;

[0072] 图8为本发明提供的手术导航设备的一实施例的结构图;

[0073] 图9为本发明提供的图8所示的手术导航设备的处理模块一实施例的结构图;

[0074] 图10为本发明提供的图8所示的手术导航设备的第二确定模块一实施例的结构图;

[0075] 图11为本发明提供的图8所示的手术导航设备的第二确定模块另一实施例的结构图;

[0076] 图12为本发明提供的图8所示的手术导航设备的第三确定模块一实施例的结构图;

[0077] 图13为本发明提供的电子设备的一实施例的结构图。

具体实施方式

[0078] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图说明本发明的具体实施方式。

[0079] 参见图1,图1为本发明提供的内窥镜畸变矫正方法一实施例的流程图,图1所示的内窥镜畸变矫正方法可以应用于手术导航设备,如图1所示,内窥镜畸变矫正方法包括以下步骤:

[0080] S1、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0081] 请参阅图5,图5为本发明提供的内窥镜的一实施例的结构示意图。内窥镜500包括内窥镜镜管501、相机502及镜头503,其中,内窥镜镜管501可以绕旋转轴进行旋转,从而带动镜头503进行转动,相机502固定不旋转,所述相机502可以包括用于采集图像的电荷耦合元件(Charge-coupled Device, CCD)靶面。在内窥镜500的使用过程中,内窥镜镜管501可以发生旋转,导致镜头与相机发生转动,即镜头503与采集图像的CCD靶面发生转动,在镜头503的边缘设置有标志,该标志用于定位,可以方便判断内窥镜的旋转位置,所述标志可以为半圆或者尖角,可能向内凹陷或向外突出。

[0082] 在本发明实施例中,所述获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数的步骤可以包括以下步骤:保持内窥镜镜管和用于采集图像的相机位置固定,记录镜头上的标志所在的位置及角度,作为初始位置。使用张正友标定法标定内窥镜,即将内窥镜与棋盘格的相对位置固定,然后旋转内窥镜,在不同角度拍摄多个棋盘格图片,自动检测棋盘格角点,基于棋盘

格角点计算内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,其中,内部参数矩阵 $K_0 = \begin{bmatrix} f & 0 & c_y \\ 0 & f & c_x \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$, c_x 和 c_y 表

示主点位置, f 表示内窥镜镜头焦距 f_c 和CCD相机焦距 f_h 之积。内窥镜内部参数 K_0 ,可以用于内窥镜实时旋转中的畸变矫正,畸变参数包括径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$ 及切向畸变参数 p_1p_2 ,所述矩阵 K_0 和径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$,切向畸变参数 p_1p_2 均可以利用开源计算机视觉库(Open Source Computer Vision Library,openCV)库函数计算得到,这个库函数的实现基于张正友相机标定法。需要说明的是,还可以基于其他标定法,例如还可以是Tsai法。

[0083] 在本实施例中,可以基于反射变换及随机抽样一致性算法,确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 。例如,可以参阅图6,图6为本发明提供的内窥镜轮廓一实施例的示意图,在图6中确定出在初始位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0084] 可选的,请参阅图2,图2为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S1中确定所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 的流程图;该步骤S1中的确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 可以步骤以下步骤:

[0085] S11、在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,通过所述相机获取图像帧。

[0086] 举例来说,可以为图5所示的内窥镜500,在内窥镜镜管501与相机502处于初始位置的情况下,通过所述相机502获取图像帧。

[0087] S12、在所述图像帧上获取初始化椭圆图像。

[0088] 在本实施例中,初始化椭圆图像的大小不做限制,可以为用户自定义的任意值。

[0089] S13、将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像。

[0090] S14、将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像,将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧。

[0091] S15、通过随机抽样一致性算法RANSAC对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合,得到椭圆轮廓。

[0092] S16、将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像,重新执行N次步骤S13至步骤S15,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ,并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 。

[0093] 在本实施例中,所述N为正整数,例如,N可以为5-10之间的正整数。

[0094] S17、将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像。

[0095] S18、将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像,将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点,将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0096] 这样,可以准确地计算出视场轮廓 Ω_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ,提高计算结果的准确度。仅需跟踪内窥镜上标志的位置,就可以计算出内窥镜的旋转角,不需要外部设备测量旋转角。

[0097] S2、在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 。

[0098] 在本实施例中,可以基于反射变换及随机抽样一致性算法,确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 。例如,请再次参阅图6,在图6中确定出当前位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i 。具体来说,可以通过与步骤S11-S18相似的步骤,确定视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i 。具体的,确定视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i ,可以包括以下步骤:

[0099] S21、在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,通过所述相机获取第一图像帧;

[0100] S22、在所述第一图像帧上任意获取第一初始化椭圆图像;

[0101] S23、将所述第一初始化椭圆图像映射为以所述第一初始化椭圆图像的短轴为半径的第一圆形图像;

[0102] S24、将所述第一圆形图像转换为极坐标系下的第三图像,将所述第三图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述第一图像帧;

[0103] S25、通过随机抽样一致性算法对映射回所述第一图像帧中的像素点进行拟合,得到第一椭圆轮廓;

[0104] S26、将第一椭圆轮廓作为所述第一初始化椭圆图像,重新执行N次步骤S23至步骤S25,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i ,并确定所述视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ,所述N为正整数;

[0105] S27、将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的第一目标圆形图像;

[0106] S28、将所述第一目标圆形图像转换到极坐标系下的第四图像,将所述第四图像中极径最大的点映射到所述第一图像帧对应的第一目标点,将所述第一目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_i 。

[0107] S3、根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0108] 在本实施例中,可以将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 进行连线,得到第三线段,将内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 进行连线,得到第四线段,将第三线段的第三垂直平分线与第四线段的第四垂直平分线的交点确定为旋转中心,基于旋转中心及标志所在位置确定旋转夹角。

[0109] 请参阅图3,图3为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S3的一实施例的流程图,该步骤S3可以包括以下步骤:

[0110] S31、将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线,与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中

心；

[0111] S32、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0112] 请再次参阅图6，在图6中，连接视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ，得到线段 w_0w_i ，连接内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，得到线段 p_0p_i ，将线段 w_0w_i 及线段 p_0p_i 的垂直平分线的交点作为旋转中心 q_i ；根据所述旋转中心 q_i 及内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角 α_i 。

[0113] 请参阅图4，图4为本发明提供的图1所示的内窥镜畸变矫正方法的步骤S3的另一实施例的流程图，该步骤S3可以包括以下步骤：

[0114] S33、在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下，确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ，所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置；

[0115] S34、对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线，得到第一线段，将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线，得到第二线段，将所述第一线段的第一垂直平分线，与所述第二线段的第二垂直平分线的交点作为旋转中心；

[0116] S35、根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0117] 在本实施例中，所述确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 的步骤与步骤S11-S16相似，为避免重复，在此不再赘述。

[0118] 举例来说，可以参阅图7，图7为本发明提供的内窥镜轮廓另一实施例的示意图。在图7中，连接视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ，得到线段 w_0w_h ，连接视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ，得到线段 w_hw_i ，将线段 w_0w_h 及线段 w_hw_i 的垂直平分线的交点作为旋转中心 q_i ；根据所述旋转中心 q_i 及内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角 α_i 。

[0119] S4、基于所述夹角确定旋转矩阵 R ，根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i 。

[0120] 在本实施例中，基于所述夹角确定的旋转矩阵，具体的，步骤S4可以包括以下步骤：

[0121] S41、根据公式(1)计算旋转矩阵 R ：
$$R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$
，其

中， R 为旋转矩阵， α 为旋转角， q_x 和 q_y 为旋转轴投影点坐标。

[0122] S42、根据公式(2)计算内部参数矩阵 K_i ， $K_i = RK_0$ ；其中，其中， R 为旋转矩阵， K_i 为内部参数矩阵 K_i ， K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

[0123] 这样，只根据初始位置的内部参数和内窥镜旋转角度，就可以计算任意位置内窥镜内部参数，能够根据任意位置上的内窥镜内部参数克服内窥镜旋转带来的畸变场变化。

[0124] S5、基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

[0125] 在本实施例中,畸变参数包括径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$,切向畸变参数 p_1p_2 。利用内窥镜相机内部参数,可以实现内窥镜图像的实时畸变矫正。计算公式(3)为: $x=K_i*F_{k_1,k_2,k_3,k_4,k_5,k_6,p_1,p_2}(X)$ 。 X 为世界坐标系中的点坐标, x 为像素点坐标系下的点坐标, K_i 将世界坐标系转换到像素坐标系下, $F_{k_1,k_2,k_3,k_4,k_5,k_6,p_1,p_2}(X)$ 将图像进行实时畸变矫正。

[0126] 这样,可以实时校正内窥镜的畸变影响,呈现正确的几何形状透视图像,满足实时性要求,而且对计算资源配置要求低,易于推广;另外,本发明实施例提高的内窥镜畸变矫正方法可以应用于任意类型的内窥镜设备,不需要任何外部干预即可自动完成径向畸变矫正,不增加手术难度,不会受到外部遮挡的干扰,不改变医生的操作习惯,具有更高的适用性和实用性。

[0127] 本发明实施例中提供的内窥镜畸变矫正方法,能够基于内窥镜的旋转角度及相机的内部参数矩阵对图像的畸变参数进行矫正,消除畸变参数对图像的影响,从而降低畸变参数对手术导航过程的影响,提高手术导航的安全性。

[0128] 本发明进一步提供一种手术导航设备。参见图8,图8为本发明提供的手术导航设备一实施例的结构图,如图8所示,手术导航设备800包括处理模块801、第一确定模块802、第二确定模块803、第三确定模块804及矫正模块805;处理模块801与第一确定模块802连接,第一确定模块802与第二确定模块803连接,第二确定模块803与第三确定模块804连接,第三确定模块804与矫正模块805连接,其中:

[0129] 处理模块801,用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ;

[0130] 第一确定模块802,用于在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ;

[0131] 第二确定模块803,用于根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角;

[0132] 第三确定模块804,用于基于所述夹角确定旋转矩阵 R ,根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ;

[0133] 矫正模块805,用于基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

[0134] 在本实施例中,请再次参阅图5,图5所示的内窥镜500包括内窥镜镜管501、相机502及镜头503,其中,内窥镜镜管501可以绕旋转轴进行旋转,从而带动镜头503进行转动,相机502固定不旋转,所述相机502可以包括用于采集图像的电荷耦合元件(Charge-coupled Device, CCD)靶面。在内窥镜500的使用过程中,内窥镜镜管501可以发生旋转,导致镜头与相机发生转动,即镜头503与采集图像的CCD靶面发生转动,在镜头503的边缘设置有标志,该标志用于定位,可以方便判断内窥镜的旋转位置,所述标志可以为半圆或者尖角,可能向内凹陷后向外突出。

[0135] 在本发明实施例中,所述处理模块801,还用于在保持内窥镜镜管和用于采集图像的相机位置固定的情况下,记录镜头上的标志所在的位置及角度,作为初始位置;使用张正友标定法标定内窥镜,即将内窥镜与棋盘格的相对位置固定,然后旋转内窥镜,在不同角度

拍摄多个棋盘格图片,自动检测棋盘格角点,基于棋盘格角点计算内部参数矩阵 K_0 及畸变

参数,其中,内部参数矩阵 $K_0 = \begin{bmatrix} f & 0 & c_y \\ 0 & f & c_x \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$, c_x 和 c_y 表示主点位置, f 表示内窥镜镜头焦距

f_c 和CCD相机焦距 f_h 之积。内窥镜内部参数 K_0 ,用于内窥镜实时旋转中的畸变矫正,畸变参数包括径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$ 及切向畸变参数 p_1p_2 ,所述矩阵 K_0 和径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$,切向畸变参数 p_1p_2 均可以利用开源计算机视觉库(Open Source Computer Vision Library, openCV)库函数计算得到,这个库函数的实现基于张正友相机标定法。需要说明的是,还可以基于其他标定法,例如还可以是Tsai法。

[0136] 在本实施例中,可以基于反射变换及随机抽样一致性算法,确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 。例如,可以参阅图6,图6为本发明提供的内窥镜轮廓一实施例的示意图,在图6中确定出在初始位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0137] 可选的,请参阅图9,所述处理模块801包括:

[0138] 第一获取子模块8011,用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,通过所述相机获取图像帧;

[0139] 第二获取子模块8012,用于在所述图像帧上获取初始化椭圆图像;

[0140] 第一映射子模块8013,用于将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像;

[0141] 第一转换子模块8014,用于将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像,将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧;

[0142] 拟合子模块8015,用于通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合,得到椭圆轮廓;

[0143] 重复子模块8016,用于将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像,控制所述第一映射子模块、转换子模块及所述拟合子模块依次重新执行N次动作,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ,并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ,所述N为正整数;

[0144] 第二映射子模块8017,用于将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像;

[0145] 第二转换子模块8018,用于将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像,将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点,将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0146] 在本实施例中,内窥镜可以为图5所示的内窥镜500,在内窥镜镜管501与相机502处于初始位置的情况下,通过所述相机502获取图像帧。在本实施例中,初始化椭圆图像的大小不做限制,可以为用户自定义的任意值。在本实施例中,所述N为正整数,例如,N可以为5-10之间的正整数。

[0147] 这样,可以准确地计算出视场轮廓 Ω_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ,提高计算结果的准确度。仅需跟踪内窥镜上标志的位置,就可以计算出内窥镜的旋转角,不需要外部设备测量旋转角。

[0148] 在本实施例中,可以基于反射变换及随机抽样一致性算法,确定在当前位置下所

述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 。例如,请再次参阅图6,在图6中确定出当前位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i 。具体来说,可以通过与步骤S11-S18相似的步骤,确定视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i 。

[0149] 具体的,所述第一确定模块802,还用于在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下,通过所述相机获取第一图像帧;在所述第一图像帧上任意获取第一初始化椭圆图像;将所述第一初始化椭圆图像映射为以所述第一初始化椭圆图像的短轴为半径的第一圆形图像;将所述第一圆形图像转换为极坐标系下的第三图像,将所述第三图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述第一图像帧;通过随机抽样一致性算法对映射回所述第一图像帧中的像素点进行拟合,得到第一椭圆轮廓;将第一椭圆轮廓作为所述第一初始化椭圆图像,重新执行N次步骤S23至步骤S25,得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i ,并确定所述视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ,所述N为正整数;将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的第一目标圆形图像;将所述第一目标圆形图像转换到极坐标系下的第四图像,将所述第四图像中极径最大的点映射到所述第一图像帧对应的第一目标点,将所述第一目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_i 。

[0150] 在本实施例中,所述第二确定模块803可以将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 进行连线,得到第三线段,将内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 进行连线,得到第四线段,将第三线段的第三垂直平分线与第四线段的第四垂直平分线的交点确定为旋转中心,基于旋转中心及标志所在位置确定旋转夹角。

[0151] 可选,参阅图10,所述第二确定模块803包括:

[0152] 第一处理子模块8031,用于将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线,与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心;

[0153] 第一确定子模块8032,用于根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0154] 请再次参阅图6,在图6中,连接视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ,得到线段 w_0w_i ,连接内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,得到线段 p_0p_i ,将线段 w_0w_i 及线段 p_0p_i 的垂直平分线的交点作为旋转中心 q_i ;根据所述旋转中心 q_i 及内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角 α_i 。

[0155] 可选,参阅图11,所述第二确定模块803包括:

[0156] 第二处理子模块8033,用于在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下,确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ,所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置;

[0157] 第二确定子模块8034,用于对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线,得到第一线段,将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线,得到第二线段,将所述第一线段的第一垂直平分线,与所述第二

线段的第二垂直平分线的交点作为旋转中心；

[0158] 第三确定子模块8035,根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0159] 在本实施例中,所述确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 的步骤与步骤S11-S16相似,为避免重复,在此不再赘述。

[0160] 举例来说,可以参阅图7,图7为本发明提供的内窥镜轮廓另一实施例的示意图。在图7中,连接视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ,得到线段 w_0w_h ,连接视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i ,得到线段 w_hw_i ,将线段 w_0w_h 及线段 w_hw_i 的垂直平分线的交点作为旋转中心 q_i ;根据所述旋转中心 q_i 及内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ,确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角 α_i 。

[0161] 可选的,参阅图12,所述第三确定模块804包括:

[0162] 第一计算子模块8041,用于根据公式(1)计算旋转矩阵 R :

$$[0163] \quad R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

[0164] 其中, R 为旋转矩阵, α 为旋转角度, q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标;

[0165] 第二计算子模块8042,用于根据公式(2)计算内部参数矩阵 K_i : $K_i = RK_0$;

[0166] 其中, R 为旋转矩阵, K_i 为内部参数矩阵 K_i , K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

[0167] 这样,只根据初始位置的内部参数和内窥镜旋转角度,就可以计算任意位置内窥镜内部参数,能够根据任意位置上的内窥镜内部参数克服内窥镜旋转带来的畸变场变化。

[0168] 在本实施例中,畸变参数包括径向畸变参数 $k_1k_2k_3k_4k_5k_6$,切向畸变参数 p_1p_2 。利用内窥镜相机内部参数,可以实现内窥镜图像的实时畸变矫正。计算公式(3)为: $x = K_i * F_{k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, p_1, p_2}(X)$ 。 X 为世界坐标系中的点坐标, x 为像素点坐标系下的点坐标, K_i 将世界坐标系转换到像素坐标系下, $F_{k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, p_1, p_2}(X)$ 将图像进行实时畸变矫正。所述矫正模块805可以基于公式(3): $x = K_i * F_{k_1, k_2, k_3, k_4, k_5, k_6, p_1, p_2}(X)$ 进行计算,对图像进行实时畸变矫正。

[0169] 这样,可以实时校正内窥镜的畸变影响,呈现正确的几何形状透视图像,满足实时性要求,而且对计算资源配置要求低,易于推广;另外,本发明实施例提高的内窥镜畸变矫正方法可以应用于任意类型的内窥镜设备,不需要任何外部干预即可自动完成径向畸变矫正,不增加手术难度,不会受到外部遮挡的干扰,不改变医生的操作习惯,具有更高的适用性和实用性。

[0170] 本发明实施例中提供的手术导航设备,能够基于内窥镜的旋转角度及相机的内部参数矩阵对图像的畸变参数进行矫正,消除畸变参数对图像的影响,从而降低畸变参数对手术导航过程的影响,提高手术导航的安全性。

[0171] 本发明进一步提供一种电子设备。参见图13,图13是本发明实施例提供的电子设备的结构图,如图13所示,电子设备1300包括:处理器1301、总线接口及收发机1302,其中:

[0172] 处理器1301,用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下,获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数,并确定在所述初始位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0

及内窥镜标志所在位置 p_0 ；在内窥镜镜管与相机处于当前位置的情况下，确定在当前位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ；根据视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定所述内窥镜镜管从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角；基于所述夹角确定旋转矩阵 R ，根据所述旋转矩阵 R 及所述内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下所述相机的内部参数矩阵 K_i ；基于所述内部参数矩阵 K_i 对所述畸变参数进行矫正。

[0173] 可选的，处理器1301，还用于在内窥镜镜管与相机处于初始位置的情况下，通过所述相机获取图像帧；在所述图像帧上获取初始化椭圆图像；将所述初始化椭圆图像映射为以所述初始化椭圆图像的短轴为半径的圆形图像；将所述圆形图像转换为极坐标系下的第一图像，将所述第一图像中每一行像素点中灰度值变化最大的像素点映射回所述图像帧；通过随机抽样一致性算法对映射回所述图像帧中的像素点进行拟合，得到椭圆轮廓；将椭圆轮廓作为所述初始化椭圆图像，重新执行N次步骤S13至步骤S15，得到所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 ，并确定所述视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 ，所述N为正整数；将所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 映射为以所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_0 的短轴为半径的目标圆形图像；将所述目标圆形图像转换到极坐标系下的第二图像，将所述第二图像中极径最大的点映射到所述图像帧对应的目标点，将所述目标点所在位置作为所述内窥镜标志所在位置 p_0 。

[0174] 可选的，处理器1301，还用于将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 的连线的垂直平分线，与内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i 的连线的垂直平分线的交点作为旋转中心；根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0175] 可选的，处理器1301，还用于在内窥镜镜管与相机处于中间过渡位置的情况下，确定在中间过渡位置下所述内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h ，所述中间过渡位置为旋转所述内窥镜镜管使得所述内窥镜与相机的相对位置从所述初始位置调整至所述当前位置过程中的任一位置；对视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中的两个中心进行连线，得到第一线段，将视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 、视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 、以及视场轮廓 Ω_h 的中心 w_h 中不在所述第一线段上的中心与所述第一线段的一个端点进行连线，得到第二线段，将所述第一线段的第一垂直平分线，与所述第二线段的第一垂直平分线的交点作为旋转中心；根据所述旋转中心、内窥镜标志所在位置 p_0 及所述内窥镜标志所在位置 p_i ，确定从所述初始位置至所述当前位置所旋转的夹角。

[0176] 可选的，处理器1301，还用于根据公式(1)计算旋转矩阵 R ：

$$[0177] \quad R = \begin{bmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha & (1 - \cos \alpha)q_x - \sin \alpha q_y \\ -\sin \alpha & \cos \alpha & \sin \alpha q_x + (1 - \cos \alpha)q_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix};$$

[0178] 其中， R 为旋转矩阵， α 为旋转角度， q_x 和 q_y 为旋转轴投影点的坐标；根据公式(2)计算内部参数矩阵 K_i ： $K_i = RK_0$ ；其中， R 为旋转矩阵， K_i 为内部参数矩阵 K_i ， K_0 为内部参数矩阵 K_0 。

[0179] 在本发明实施例中，客户端1300还包括：存储器1303。在图13中，总线架构可以包括任意数量的互联的总线和桥，具体由处理器1301代表的一个或多个处理器和存储器1303

代表的存储器的各种电路链接在一起。总线架构还可以将诸如外围设备、稳压器和功率管理电路等之类的各种其他电路链接在一起,这些都是本领域所公知的,因此,本文不再对其进行进一步描述。总线接口提供接口。收发机1302可以是多个元件,即包括发送机和接收机,提供用于在传输介质上与各种其他装置通信的单元。处理器1301负责管理总线架构和通常的处理,存储器1303可以存储处理器1301在执行操作时所使用的数据。

[0180] 本发明实施例还提供一种计算机可读存储介质,计算机可读存储介质上存储有计算机程序,该计算机程序被处理器执行时实现上述内窥镜畸变矫正方法的实施例的各个过程,且能达到相同的技术效果,为避免重复,这里不再赘述。其中,所述的计算机可读存储介质,如只读存储器(Read-Only Memory,简称ROM)、随机存取存储器(Random Access Memory,简称RAM)、磁碟或者光盘等。

[0181] 以上仅为本发明的优选实施例,并非因此限制本发明的专利范围,凡是利用本发明说明书及附图内容所作的等效结构或等效流程变换,或直接或间接运用在其他相关的技术领域,均同理包括在本发明的专利保护范围内。

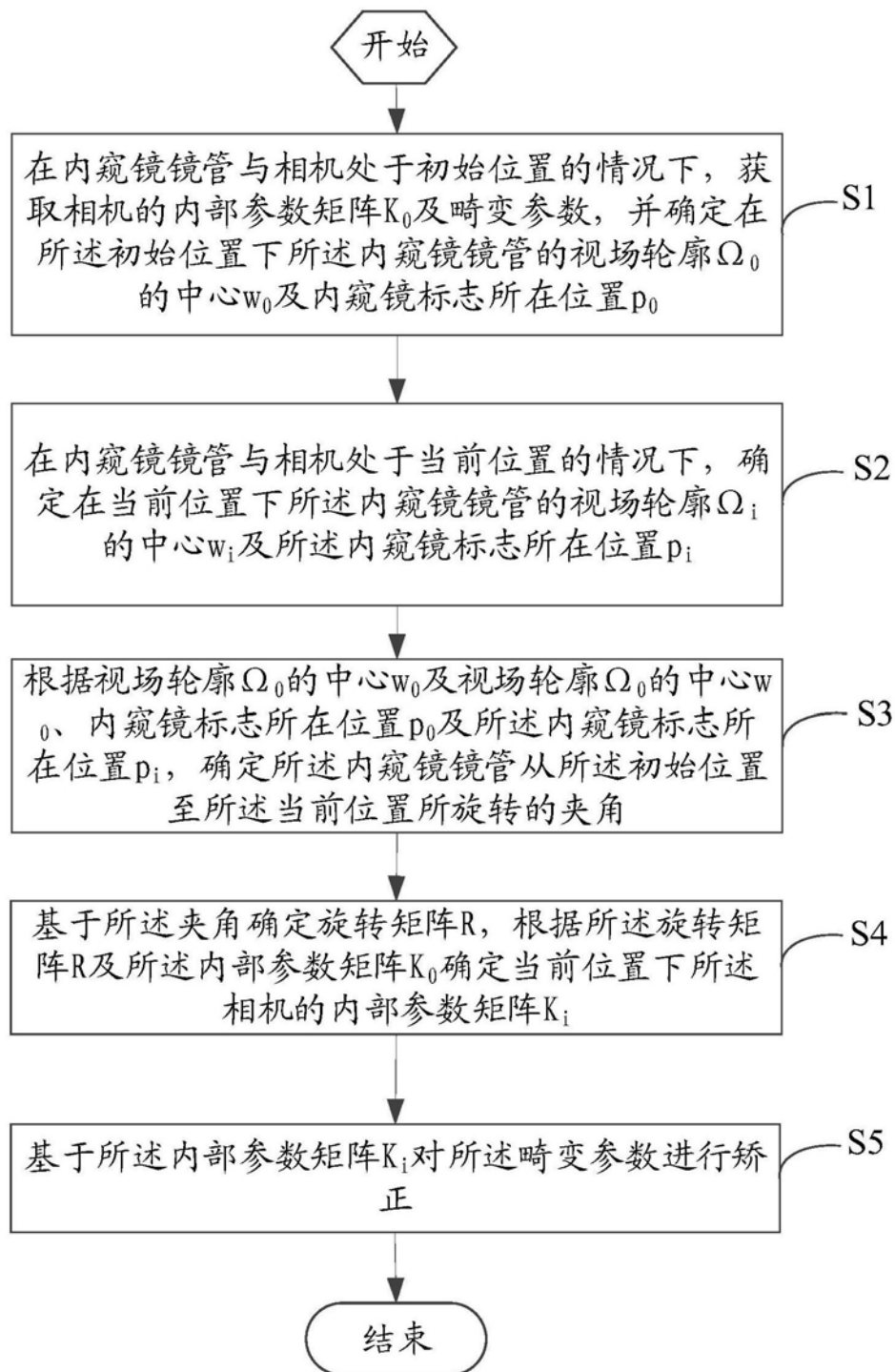


图1

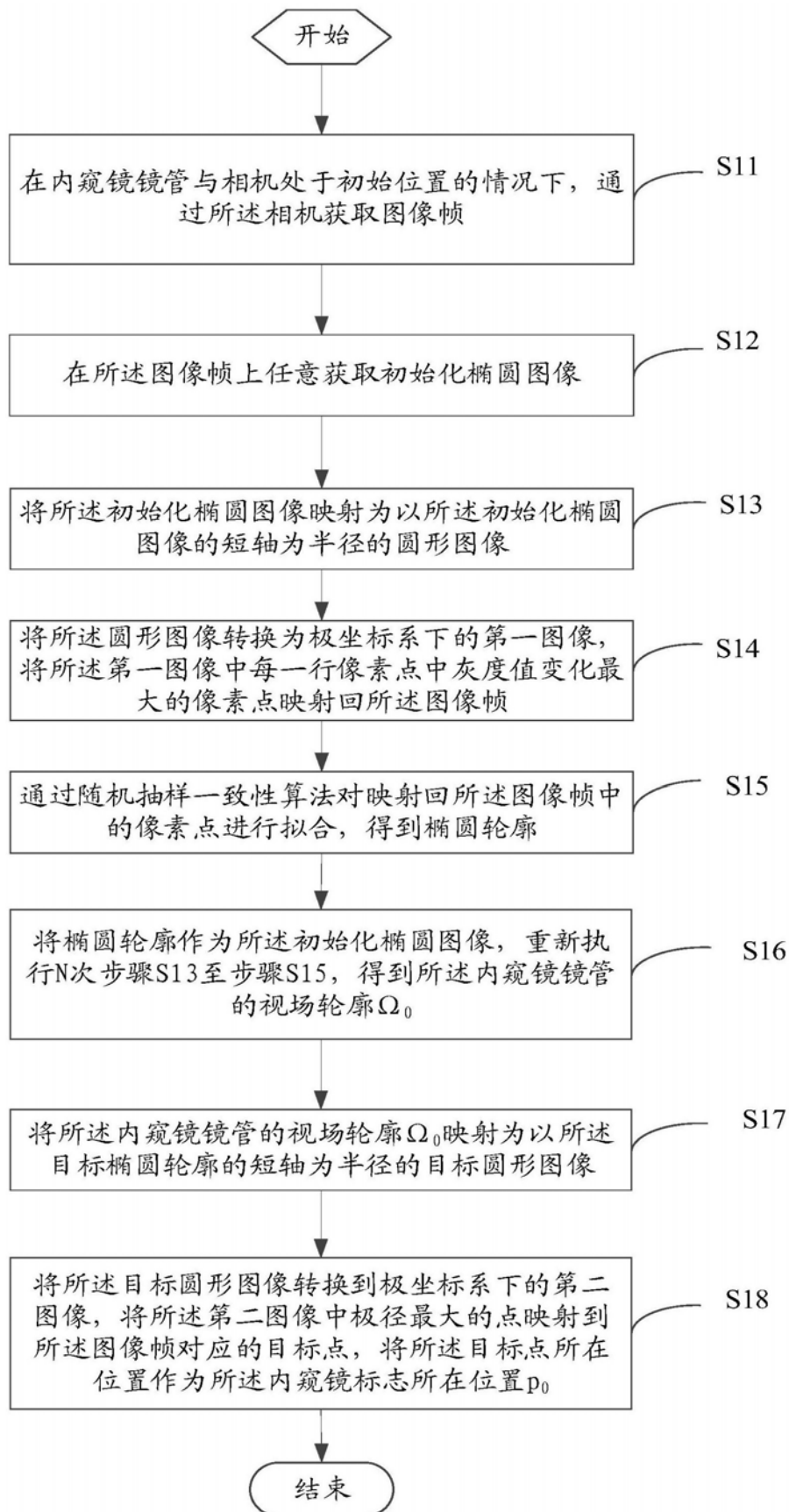


图2

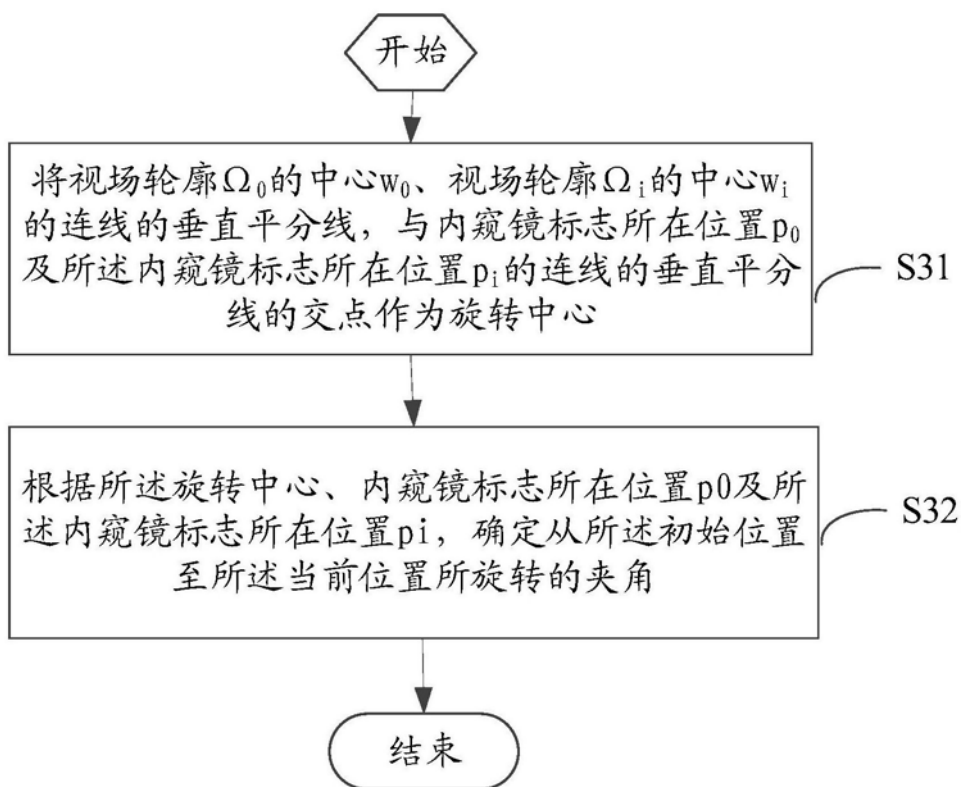


图3

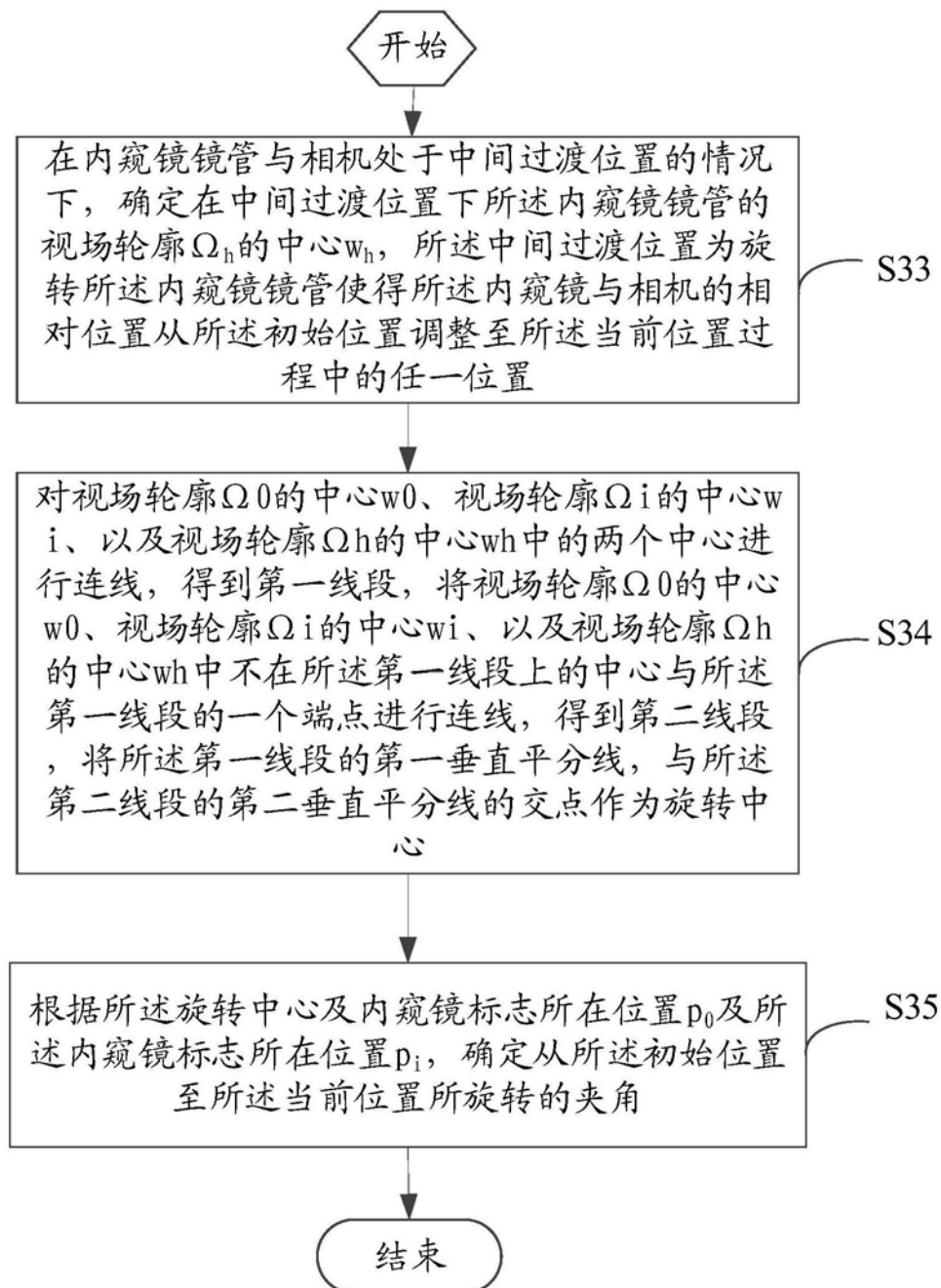


图4

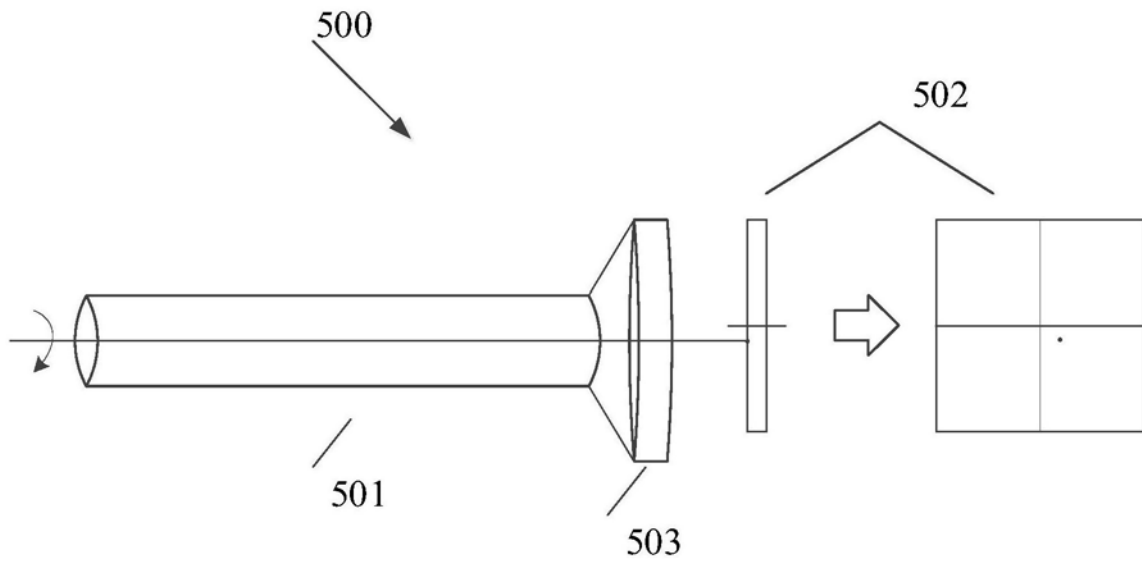


图5

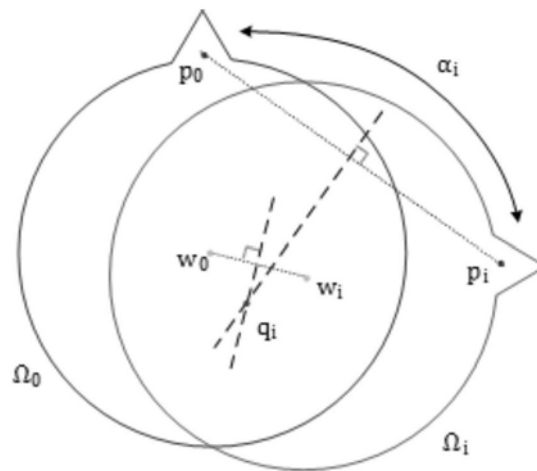


图6

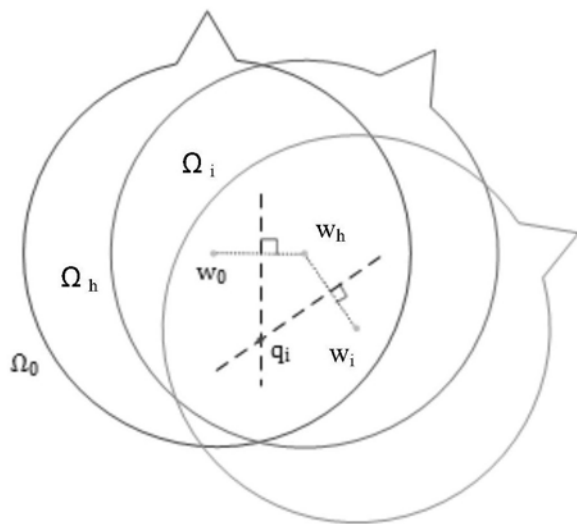


图7

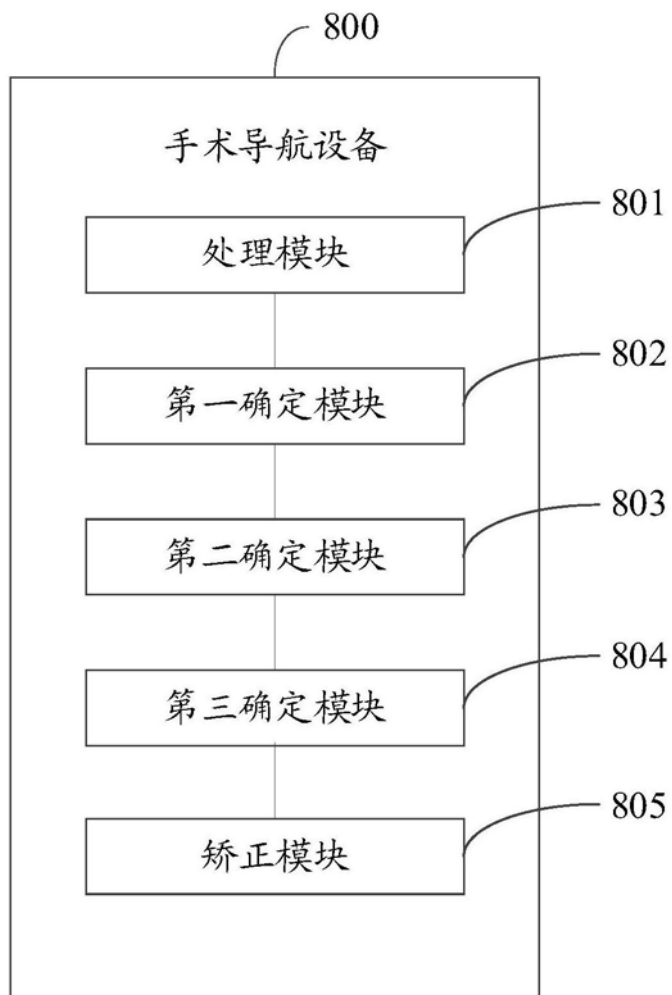


图8

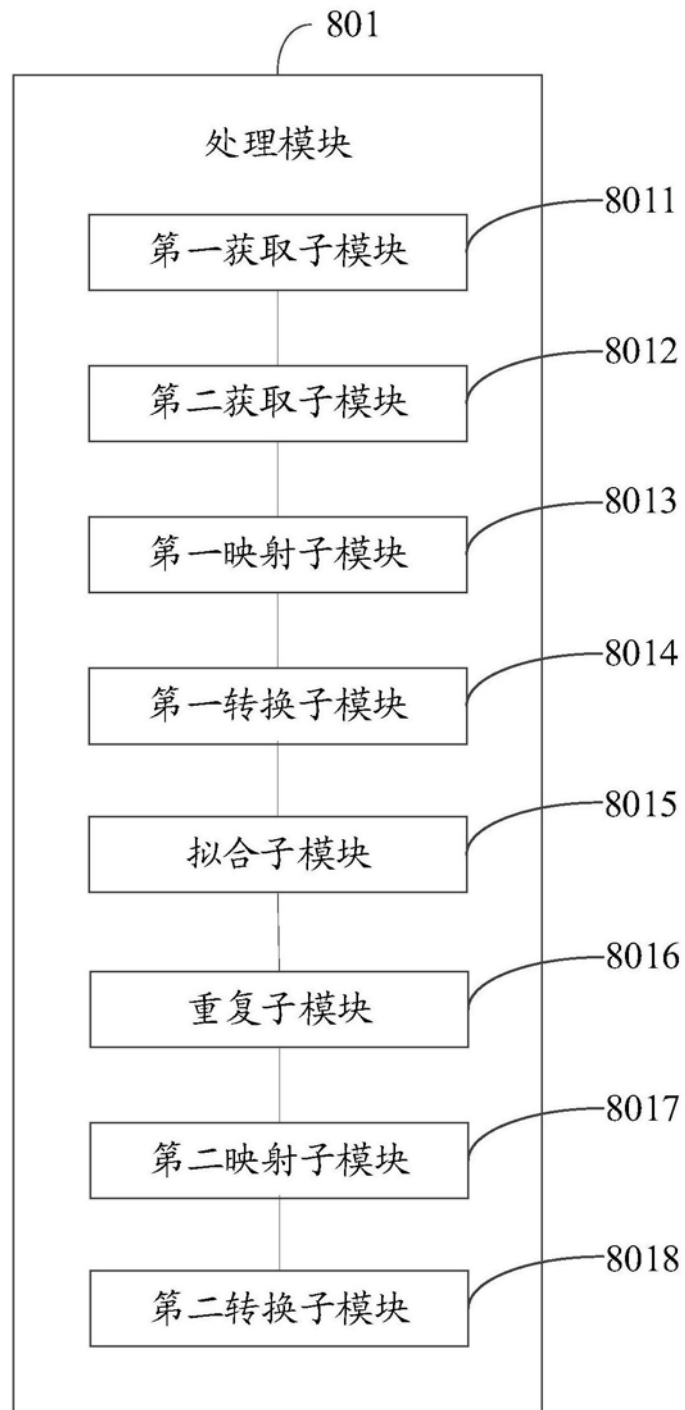


图9

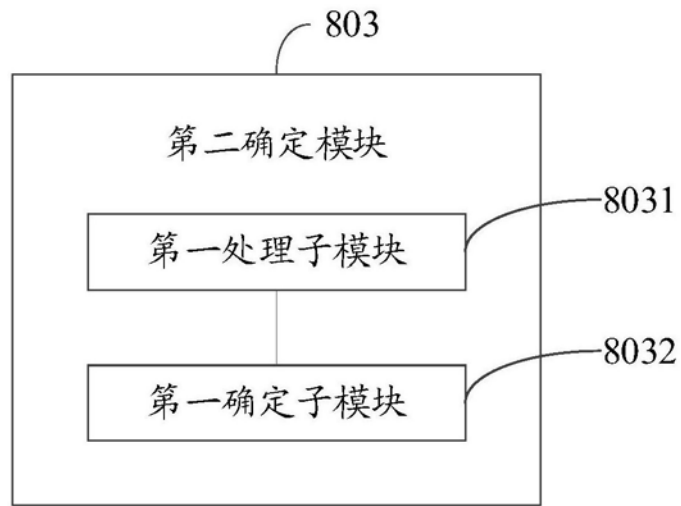


图10

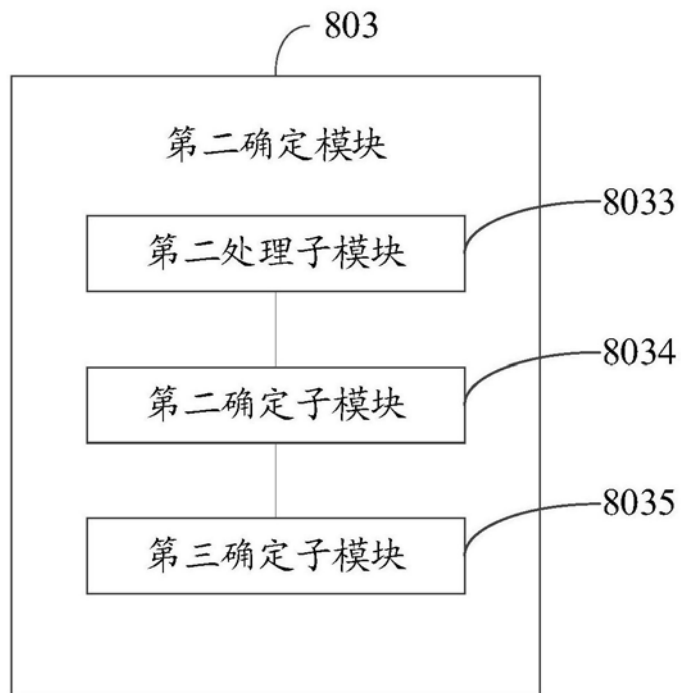


图11

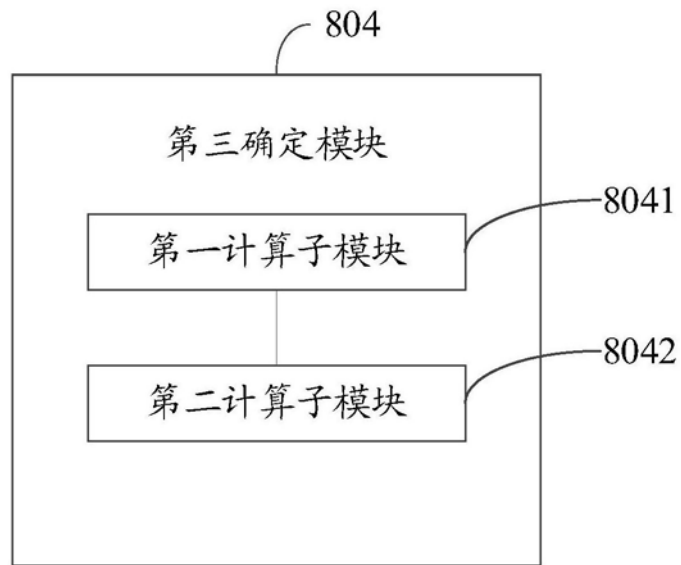


图12

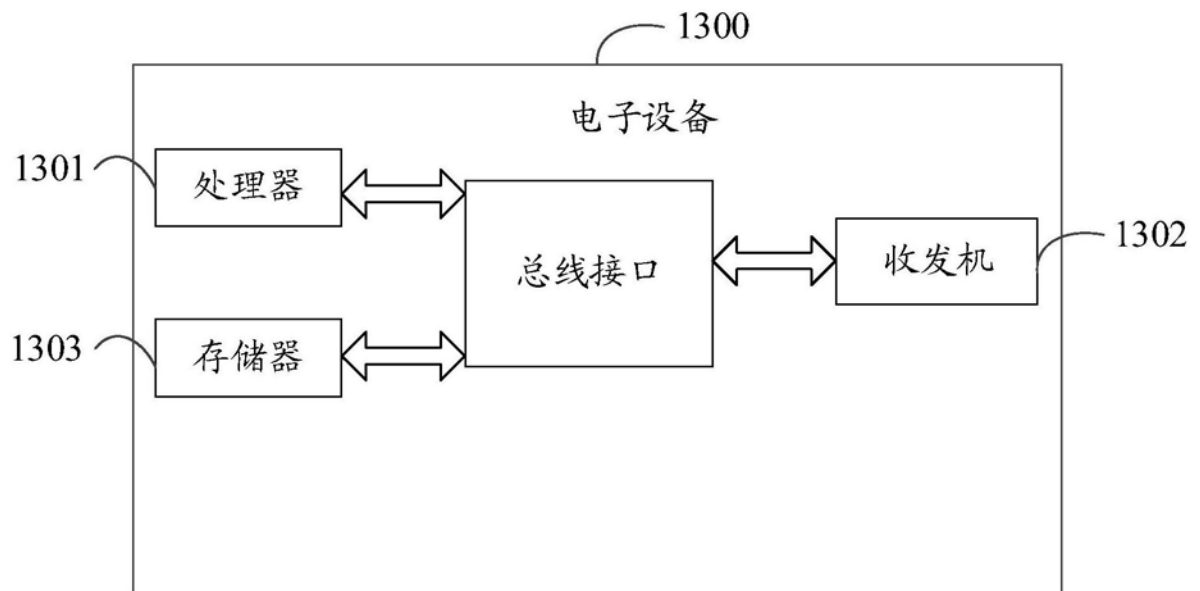


图13

专利名称(译)	内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备		
公开(公告)号	CN108938086A	公开(公告)日	2018-12-07
申请号	CN201810590186.9	申请日	2018-06-08
[标]发明人	杨峰 武潺		
发明人	杨峰 武潺		
IPC分类号	A61B34/20 A61B1/00 A61B1/04 G06T5/00 G06T7/80		
代理人(译)	刘菊美		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供内窥镜畸变矫正方法及手术导航设备，该方法包括：获取相机的内部参数矩阵 K_0 及畸变参数，并确定视场轮廓 Ω_0 的中心 w_0 及内窥镜标志所在位置 p_0 ；确定在当前位置下内窥镜镜管的视场轮廓 Ω_i 的中心 w_i 及内窥镜标志所在位置 p_i ；根据中心 w_0 及中心 w_i 、内窥镜标志所在位置 p_0 及内窥镜标志所在位置 p_i ，确定内窥镜镜管从初始位置至当前位置所旋转的夹角；根据旋转矩阵 R 及内部参数矩阵 K_0 确定当前位置下相机的内部参数矩阵 K_i ；基于内部参数矩阵 K_i 对畸变参数进行矫正。本发明提供的方法及设备，能够基于内窥镜的旋转角度及相机的内部参数矩阵对图像的畸变参数进行矫正，消除畸变参数对图像的影响。

